

**MATERIAL FOR EMBEDDING IN VIVO AND ITS MANUFACTURE**

D2

**Publication number:** JP7000500 (A)**Publication date:** 1995-01-06**Inventor(s):** KANAZAWA SHINICHI; OGO KATSUYUKI; MIYAKE SHINICHI; HAYASHI FUMIHIRO**Applicant(s):** SUMITOMO ELECTRIC INDUSTRIES**Classification:****- international:** A61F2/02; A61L17/00; A61L27/00; A61F2/02; A61L17/00; A61L27/00; (IPC1-7): A61L27/00; A61F2/02; A61L17/00**- European:****Application number:** JP19930148994 19930621**Priority number(s):** JP19930148994 19930621**Abstract of JP 7000500 (A)**

**PURPOSE:** To obtain a material for embedding in vivo with excellent organic compatibility by a method wherein metal is deposited on the surface of a tetrafluoroethylene resin porous body having a fine fibrous structure comprising a node at which fibers are mutually linked and then irradiating the metal with electrically charged particles. **CONSTITUTION:** A layer containing metal or a metal salt is provided on the surface of a tetrafluoroethylene resin porous body having a fine fibrous structure comprising a node at which fibers are mutually linked. Here, the layer containing metal herein used is a metal deposited layer or a layer containing metal or a metal salt, which is formed by the deposition of metal thereon and irradiation thereof with electrically charged particles. In the manufacture of this material, metal is deposited on the surface of the tetrafluoroethylene porous body, and thereafter, it is irradiated with electrically charged particles to form a layer containing metal or a metal salt. In the deposition of the metal and the irradiation with the electrically charged particles, the tetrafluoroethylene resin porous body is heated exceeding the melting point thereof to form the layer containing the metal or the metal salt.

---

Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

D2

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-500

(43) 公開日 平成7年(1995)1月6日

(51) Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 L 27/00	P	7252-4C		
	E	7252-4C		
A 6 1 F 2/02		9361-4C		
A 6 1 L 17/00		7252-4C		

審査請求 未請求 請求項の数5 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平5-148994

(22) 出願日 平成5年(1993)6月21日

(71) 出願人 000002130

住友電気工業株式会社

大阪府大阪市中央区北浜四丁目5番33号

(72) 発明者 金澤 進一

大阪市此花区島屋一丁目1番3号 住友電気工業株式会社大阪製作所内

(72) 発明者 小郷 克幸

大阪市此花区島屋一丁目1番3号 住友電気工業株式会社大阪製作所内

(72) 発明者 三宅 伸一

大阪市此花区島屋一丁目1番3号 住友電気工業株式会社大阪製作所内

(74) 代理人 弁理士 上代 哲司 (外2名)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体埋入材料及びその製造方法

(57) 【要約】

【目的】 生体適合性に優れた生体内埋入材料を提供すること。

【構成】 四弗化エチレン樹脂多孔質体の表面に金属を蒸着させ、しかる後、電荷粒子を照射して製造される、金属を含む層を設けた生体埋入材料。

## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 繊維と該繊維が連結する結節からなる微細繊維状構造を有する四弗化エチレン樹脂多孔質体の表面に、金属あるいは金属塩を含む層を設けたことを特徴とする生体内埋入材料。

【請求項 2】 金属を含む層が、金属蒸着層であることを特徴とする特許請求第 1 項記載の生体埋入材料。

【請求項 3】 金属を含む層が、金属の蒸着と荷電粒子の照射によって形成された金属及び金属塩を含む層であることを特徴とする特許請求第 1 項記載の生体埋入材料。

【請求項 4】 繊維と該繊維が連結する結節からなる微細繊維状構造を有する四弗化エチレン樹脂多孔質体の表面に金属を蒸着させ、しかる後、荷電粒子の照射を行うことによって金属あるいは金属塩を含む層を形成することを特徴とする生体埋入材料の製造方法。

【請求項 5】 金属の蒸着及び荷電粒子の照射を行う際に四弗化エチレン樹脂多孔質体をその融点以上に加熱して金属及び金属塩を含む層を形成することを特徴とする特許請求第 4 項記載の生体埋入材料の製造方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、生体組織適合性に優れた生体内埋入材料に関する。

## 【0002】

【従来の技術】四弗化エチレン樹脂（以下、PTFE と記す）多孔質体（以下、EPTFE と記す）、特に延伸法で製造された多孔質体は、非常に細い繊維とその繊維により互いに連結された結節からなる気孔率が高い微細構造組織を有することから、柔軟性、可撓性、通過性に富み、しかもこの孔径や気孔率を自由に变化し得る上に、PTFE の特徴である耐熱性、耐薬品性により滅菌が容易なこと、無毒で生体内劣化を起こさず炎症性が低い、抗血栓性をもつなどの生体適合性を有していること等の理由から、医療用材料、例えば、血管や腹膜、心膜の補綴用パッチあるいは人工血管や人工靱帯等の生体内埋入材料や、カテーテル、内視鏡チューブ、縫合糸などの生体内挿入材料として好適に使用されている。

【0003】このような生体適合性がある程度認められた医療用材料において、その副作用として最も問題となるのは、細菌感染の問題である。特に多孔質体の孔のような生体埋入材料の中の空隙部分は、生体本来の防御システムである免疫系システムが十分働きにくい環境となるため感染に弱い。これは、まず移植手術によって損傷・破壊を受けた組織細胞及びその細胞内物質が埋入材料周に存在しこれらが細菌にとって格好の繁殖の場を与えること、次に血液凝固などこれら損傷部の修復作用によって生体における対細菌の役割を担うリンパ系細胞が埋入材料内への侵入を妨害されることなどによるもので、EPTFE もその例外ではない。

## 【0004】医療用材料の感染を改善する方法として

は、メーカーによる使用前の滅菌や医療現場での埋入手術前・中の周囲環境を含めた滅菌消毒など、無菌状態を徹底する地道な努力はもちろん行われている。しかし生体埋入材料、特に多孔質材料においては、先に述べたように一度感染すると免疫系システムが十分働きにくい環境であるため、たとえ生体埋入材料や手術中に細菌の生体内侵入が無かったとしても、細菌の生体内侵入が他の原因で起こり、その細菌が生体内を経由して生体埋入材料内に侵入すれば、通常は全く問題のないような少量の侵入であっても、感染症を引き起こす危険性がある。

【0005】上に述べたような滅菌・消毒方法は、もちろん移植後生体内に存在する状態では適用できない。現在、感染症を起こした場合に唯一取れる方法は、抗生物質等の抗菌剤の投与である。しかし、生体埋入材料にはこの薬剤さえも先に述べたように到達しにくい環境にあるため、通常は早急に埋入材料を取り出すしかない。

【0006】この問題に対して発明者は、生体埋入材料の具備すべき必要条件として、従来の生体適合性だけではなく、抗菌性の付与を検討すべきであると考えた。但し、この必要な抗菌性は、単に抗菌剤を埋入材料に担持させれば達成できるものではない。まず、この抗菌性は、生体埋入材料を含めた周囲組織が治癒されるまで効果が持続しなければならない。そのため抗菌剤では大量担持が必要となる。次にその抗菌性で生体の治癒を阻害しては何もならない。当然、抗菌剤の大量担持では治癒を阻害するどころか、患者への多大な副作用を誘起する。つまり、従来の抗菌剤の担持では、副作用のない持続的な抗菌性は達成し得ない。

【0007】近年、このような持続的な抗菌作用を持つ材料として、キチン、キトサンが注目されている。このキチン、キトサンの抗菌性は、これらの生体内での分解産物が抗生物質の一種とほぼ同じ分子構造をもち、細菌に対しても同様の効果をもつことによる。

【0008】しかし、多くの生体埋入用の人工材料は、生体由来材料では達成し得ないような恒久的な力学的強度の維持をその目的の一つとしている。例えば、人工血管やパッチは、血管と血管をつなぐ血流路の形成を目的とするが、移植後分解して組織治癒によって完全に生体血管が再生されることはない。移植部分の強度は専ら移植された人工材料に依存しており、仮に生体血管様に治癒するにしても、少なくとも治癒するまでの間は人工材料で形状・強度を維持しなければならない。

## 【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、従来の生体埋入材料の欠点であった易感染性を大幅に改善した生体埋入材料を提供することにある。生体埋入材料移植による感染を防ぐためには、上記で述べたように、移植後に力学的強度が劣化しない方法で、生体埋入材料自身に持続的で副作用が少ない抗菌作用を付与させる必要

がある。

【0010】本発明者は、前記従来技術の有する問題点を克服するために鋭意研究した結果、生体埋入材料を基材とし、その表面に金属を含む層を強固に接着被覆することによって、材料自身に持続的な抗菌作用があり、副作用が少ない生体埋入材料となることを見いだした。また、この操作によって基材である生体埋入材料は分解劣化を起こさず、移植後も形状・強度を維持することが可能であることを見だし、本発明を完成するに至ったものである。以下にその詳細について述べる。

【0011】

【課題を解決するための手段】金属、特に重金属に殺菌作用があることは古くから知られており、火傷、創傷の治療薬としての銀サルファダイアジンが広く普及している。この銀の殺菌作用機序は、少量の銀が活性金属イオンとして溶解し、細菌の細胞膜に接着することでDNA、RNA、蛋白などの合成を阻害するとされている。

【0012】この金属イオンによる抗菌作用は、(1)きわめて低濃度で作用する点と、(2)金属を選べば自然にごく少量ずつ溶解してゆく点で本発明の目的に適している。つまり、適当な溶解度の金属塩とすることで、一般の抗菌剤と違って容量は多量でも作用するのが少量で持続的に行うことができる。

【0013】但し、例えば生体埋入材料の多孔質内に金属塩を含浸させただけでは、結局全身に拡散して濃度が薄くなってしまいうために効果が持続しない。従って、金属塩を低溶解度の状態で生体埋入材料に固定しておくことが重要になる。

【0014】本発明者は、鋭意研究の結果、スパッタリングあるいは電子ビーム等での加熱蒸散による金属蒸着層がこの目的に非常に適していることを見いだした。一般にスパッタリングによる金属蒸着層は、以下のようにして形成させることができる。まず、一方の電極に蒸着する金属からなる金属板を、他方の電極に基材となる生体埋入材料を配置し、全体雰囲気低真空状態とする。この電極間に空気や窒素、あるいは適当な物質の希ガスを流入させ、高周波高電圧を印加すると希ガスがプラズマ状態となる。このプラズマ状態の希ガスは金属板に高エネルギー状態で衝突し、金属原子をはじき出す。この金属原子は他方電極にある生体埋入材料に高エネルギー状態で付着し、蒸着層を形成する。電子ビーム加熱による金属蒸着は、電子ビームによる加熱で金属を蒸発させこれを基材に蒸着させる方法で、基本的には同じ様な蒸着態度を示す。

【0015】この金属蒸着層、特にスパッタリングによって形成された蒸着層は、高エネルギー状態のプラズマ状態の金属あるいは希ガスによるいわゆるプラズマ処理にされた生体埋入材料の活性化された表面に、高エネルギー状態の金属の積層によって形成されるために、蒸着層と基材の接着及び蒸着層自身が強固なものとなる。特

にアルゴン等不活性ガスによるスパッタリングよりも窒素ガス、空気等による蒸着層は窒化金属や酸化金属層等の金属塩を形成しやすく、金属単体では空気中や水中の放置で酸化して劣化しやすい金属でも強固な層を形成することが可能である。

【0016】さらに、一般のスパッタリングによる蒸着層では、希ガスとして導入した気体原子よりも金属原子がかなり過剰に含まれる状態となる。特に希ガス導入を行わない加熱蒸散金属の蒸着層では、金属塩はほとんど含まれない。金属は塩状態である方が安定であり、本目的に適しているため、基材に蒸着した金属原子に希ガスを反応させ塩状態としてより安定な蒸着層を形成させることが望ましい。具体的には、金属蒸着の際に、スパッタリングに関与しないように希ガスの荷電粒子をビーム状に基材表面に照射することでこれは実現される。この方法は高エネルギーの荷電粒子により、蒸着した金属をさらに基材内部にたたき込む効果、一般にミキシング効果といわれる効果があり、剥がれにくい強固な金属含有層の形成に効果が高い。

【0017】これらの金属蒸着及び荷電粒子による金属塩形成は、金属を含む蒸着層の形成には非常に適しているもの、本発明品の基材材質であるPTFEは、スパッタリングを含めこのような荷電粒子のように高エネルギーの粒子に極端に弱い材料である。特にEPTFEの場合、微細繊維状構造であるため、強度劣化及び構造変化が激しく、荷電粒子あるいはプラズマ粒子は可能な限り、低エネルギー状態にするかまたは直接基材に照射される量を制限する必要がある。

【0018】検討の結果、直接基材に照射される量を制限する方法としては、本発明品の場合は、一般に同時に行う方が強固に基材と接着するとされる金属蒸着と荷電粒子の照射を別工程とし、ごく薄膜の金属蒸着層を設けてEPTFEを保護したのちに荷電粒子を照射する方法が基材であるEPTFEを劣化させずに金属含有層を形成させることに有効であることがわかった。

【0019】さらに、このPTFEの電子線、紫外線を含め高エネルギーの粒子の衝突にPTFEが劣化しやすいというメカニズムは、PTFE自身がC-Fの強い結合力によって周囲と反応性に乏しく、高エネルギーの粒子の衝突で切断された主鎖C-C結合の末端が、どことも架橋できないで切断されたままになることによると考えられている。逆にいうと他の材料では、官能基の結合がPTFEほど強くないので、C-C主鎖が切れても、周囲の側鎖官能基と結合するため、切断と架橋が両方とも進み、主鎖切断量ほど劣化が起こらない。

【0020】このことから、PTFEの劣化を防ぐ方法として、PTFE側鎖C-Fの反応性を高める方法が考えられる。本発明においては、金属蒸着の際にEPTFE基材をPTFEの融点である327℃以上に加熱した状態で、金属蒸着あるいは荷電粒子照射を行うことで劣

化をある程度防止することが可能となる。

【0021】本発明者の検討によれば、このような方法で形成させる金属を含む層に使用される金属は、金、白金、銀、水銀、銅、真鍮、錫、コバルト、ニッケル等が考えられるが、銀が特に優れている。金、白金は、生体に対する影響が少ない分、イオンとして融解する濃度が非常に低濃度で殺菌効果が小さく、特殊な場合を除き使用しにくい。逆に銀を除くそれ以外の金属は融解量が大きく、安定性・毒性に問題がある。つまり、イオンとして融解する速度が早いと、反応性が高く安定性を欠き大量に析出して毒性もでてくるし、あまり融解速度が遅いと安定すぎて効果がでにくくなり、最も適当な融解速度を持つのが銀であるということになる。

【0022】金属層の担持量は、その使用部位や適用方法に大きく左右されるが、金属含有層の厚みで概ね1000オングストロームで効果が認められ、数1000オングストロームではほぼ効果が確実となる。ここで問題となるのは、PTFE以外の通常の人工材料による基材、例えばポリエチレンテレフタレート、シリコン、ポリウレタン等では、むしろ生体内での分解は基材自身及びそれと蒸着層との界面で進行してゆき、それによって効果が減少してゆくことである。この場合、通常は力学的強度に影響しない人工材料のごく表面の分解でも大きく影響を受けることになるため、本発明の目的に供される基材は、生体内でほとんど分解劣化しないものが必要である。

【0023】本発明においては、基材はPTFEを使用する。本発明者の検討によれば、PTFEに蒸着された金属含有層は、ポリエチレンテレフタレート、シリコン等の基材に蒸着された層に比べて生体内での耐性に優れている。逆にPTFEは非付着性が高く、塗布等の一般的な操作で金属含有層をこのように強固で被覆接着することは困難である。しかし、スパッタリング及び蒸散金属による金属蒸着、これに荷電粒子照射を組み合わせることで、より安定でしかも均一な層を形成させることが可能となる。

【0024】PTFE基材の場合、効果を確実とするためには、蒸着層厚みは1000オングストローム以上とすることが望ましい。但し、透析シャントにおける人工血管移植のように移植後も常に感染の危険にさらされる場合を除いて、一般に生体埋入材料の感染がほとんど、移植後数ヶ月以内の早期の治癒過程中に起こるものであるため、ほとんどの場合、100オングストロームの蒸着で十分である。

【0025】このように作製された金属を含む層を表面に蒸着させた生体埋入材料は、移植後抗菌性を持続的に発揮し、しかも治癒阻害などの副作用もほとんど認められず、PTFE自身の強度も保持している。従って生体埋入材料、例えば、心膜、腹膜、血管壁修復用のパッチ材、縫合糸、人工血管、人工食道、人工気管などにシ

ート状やチューブ状として好適に使用できる。しかし、人工血管等血液と直接接触する場合には、抗血栓性に付いて吟味する必要がある。

【0026】本発明の金属含有層表面は、血栓性が著しく高いわけではないものの、基材であるPTFEほどの抗血栓性はない。しかも血液中に常に金属イオンを放出することになる。したがって金属含有層が血液に直接接触しない部分、つまり管状構造の外面及び多孔質内部に被覆層を設け、内面には基材のPTFEをそのまま残す構造とすることで、PTFE製人工血管と同様の抗血栓性を保持し、しかも感染に強い人工血管とする事が可能となる。

【0027】プラズマ蒸着やスパッタリング蒸着の場合、蒸着ビームが回り込んで裏側や管状構造の内面にまで蒸着されることは少ないため、このような構造の人工血管や血管壁修復用パッチを作製することが比較的容易である。

【0028】

【実施例】以下、本発明について、実施例および比較例を挙げて具体的に説明するが、本発明は、これらの実施例のみに限定されるものではない。

【0029】【実施例1】市販PTFEシート（住友電気工業製WP-020-080）を基材とし、スパッタリング蒸着金属として銀、希ガスイオン源として窒素を使用し、イオンスパッタリング装置（日立那珂精機製E-101）にて、基材両表面に1000オングストロームの銀及び窒化銀層を形成させた。

【0025】【実施例2】実施例1と同様のシートを基材とし、スパッタリング蒸着金属として銀、希ガスイオン源として空気を使用し、イオンスパッタリング装置（日立那珂精機製E-101）にて、基材両表面に1000オングストロームの銀及び酸化銀、窒化銀層を形成させた。

【0026】【実施例3】実施例1と同様のシートを基材とし、蒸着金属として銀、荷電粒子として窒素を使用し、イオン蒸着薄膜形成装置（日新電気製IVD）にて、金属蒸着及び荷電粒子照射を同時に行って、基材両表面に1000オングストロームの窒化銀層を形成させた。

【0027】【実施例4】金属蒸着及び荷電粒子照射を独立工程とし、順に5回繰り返すこと以外は実施例3と同様にして、基材両表面に1000オングストロームの窒化銀層を形成させた。

【0028】【実施例5】基材シートを340℃に加温したこと以外はとし、実施例3と同様にして、基材両表面に1000オングストロームの窒化銀層を形成させた。

【0029】【実施例6】内径4mmの市販人工血管（住友電気工業製テクノグラフト）を基材として、スパッタリング蒸着金属として銀、イオン源として空気を使用

し、イオンスパッタリング装置（日立那珂精機製E-101）にて、基材外表面に200オングストロームの銀及び酸化銀、窒化銀層を形成させた。

【0030】【比較例1】実施例1で使用した市販EPTEシートを比較例とした。

【0031】【比較例2】実施例1と同様のシートに、サルファダイアジン銀1%クリーム（ゲーベン社製東京田辺販売スルファジアジン銀）を多孔質内に含浸させたのちに24時間真空乾燥させることを3回繰り返したものを比較例2とした。

【0032】【比較例3】実施例1と同様のシートを、ポビドンヨード内に浸漬し、真空引きすることで多孔質内に含浸させたものを比較例3とした。

【0033】【比較例4】基材の内外面を予め反転させて内面を外面としたこと以外は実施例4と同様にして、基材内表面に200オングストロームの銀及び酸化銀、窒化銀層を形成させた。そののち、再び内外面反転させて元の状態に戻した基材を、再び実施例4と同様にして外表面にスパッタリング蒸着して、基材内表面及び外表面に200オングストロームの銀及び酸化銀、窒化銀層を形成させたものを比較例4とした。

【0034】引張試験機にて実施例1～3、比較例1～3のシートを破断強度を引張速度1000%/分の条件で測定した。比較例及び実施例4、5は、いずれも2.3～2.6kg/cmであり、基材そのままである比較例1と変化がなかった。実施例1及び2は2.0kg/cm、実施例3は1.8kg/cmと、強度は微減していた。このことから、金属蒸着及び荷電粒子照射の独立化及び基材の加熱は、いずれも基材強度保持に効果があった。従って、同時照射及びスパッタリング蒸着の場合、強度減少は微量であるが、適用に応じて元の基材強度を予め強くする等の対策が必要と考えられた。

【0035】実施例1～5、比較例1～3の黄色ブドウ球菌、緑膿菌、カンジタ菌に対する抗菌性を評価した。寒天培地平板に浮遊培養にて限界密度に培養された細菌

の培養液を2ml散布し、37℃15分静置したのちに、1cm角の各シートを培地に置いて16～18時間37℃で培養した。そののち、増殖した細菌のコロニーで覆われた培地上で、各シートの置いた部分で細菌が増殖できなかった部分の面積を測定した。

【0036】各シートを培地から除去してリン酸緩衝生理食塩水で洗浄し、リン酸緩衝生理食塩水中で37℃で保存した。リン酸緩衝生理食塩水は毎日交換し、1日後、3日後、7日後、1ヶ月後、4ヶ月後に同様の操作で抗菌性を測定した。その結果、実施例1～5では、多少の減少傾向は見られるもの、抗菌性を持続的に維持していた。特に実施例3～5は、効果の持続性が高かった。それに比較して、比較例2では最初は大きな効果が得られるものの、3日後にはすでに効果の大半が失われ、7日後にはほとんど効果が無かった。比較例3は効果がさらに小さく、当然であるが抗菌剤のない比較例1には抗菌性は全くなかった。結果を次頁の表1にまとめた。

【0037】実施例6、比較例4について、血栓性を評価した。体重13～17kgの家兎の腹部大動脈長さ3cmを各チューブにて置換し、5分後に取り出し、ホルマリン固定後、内面の付着血栓を目視観察したのちに、臨界点乾燥して走査型電子顕微鏡にて内面観察を行った。

【0038】比較例4では、ところどころに赤色血栓が散見され、全体の血栓付着量も比較的多かった。電顕観察でも、フィブリンネットワークの形成、赤色血栓の無い部分にも多数の血小板が付着して偽足を伸ばした活性化状態であった。それに対して実施例4では、内面に赤色血栓はほとんど無く、電顕観察でも不活性化状態の血小板の付着が散見される程度であり、明らかに比較例よりも血栓性が低いと考えられた。

【0039】

【表1】 実施例と比較例の抗菌性（増殖抑制面積、単位：cm<sup>2</sup>）

10

20

30

菌種	溶出日数	実 施 例					比 較 例		
		1	2	3	4	5	1	2	3
黄色ブドウ球菌	初 回	0.38	0.71	0.06	0.08	0.06	≒ 0	1.21	0.02
	1 日後	0.40	0.66	0.06	0.05	0.06	≒ 0	0.07	≒ 0
	3 日後	0.18	0.05	0.05	0.05	0.05	≒ 0	0.01	≒ 0
	7 日後	0.20	0.02	0.06	0.05	0.05	≒ 0	≒ 0	≒ 0
	4 ヶ月後	0.01	≒ 0	0.04	0.04	0.03	≒ 0	≒ 0	≒ 0
緑膿菌	初 回	1.02	0.96	0.76	0.81	0.78	≒ 0	1.59	0.03
	1 日後	0.89	1.10	0.80	0.59	0.74	≒ 0	0.54	≒ 0
	3 日後	1.15	1.00	0.77	0.68	0.60	≒ 0	0.02	≒ 0
	7 日後	0.60	1.05	0.51	0.42	0.56	≒ 0	≒ 0	≒ 0
	4 ヶ月後	0.09	0.05	0.39	0.15	0.29	≒ 0	≒ 0	≒ 0
カンジタ菌	初 回	0.30	0.64	0.06	0.07	0.06	≒ 0	0.63	0.03
	1 日後	0.05	0.66	0.05	0.05	0.07	≒ 0	0.02	≒ 0
	3 日後	0.03	0.05	0.05	0.05	0.06	≒ 0	≒ 0	≒ 0
	7 日後	0.03	0.01	0.05	0.03	0.03	≒ 0	≒ 0	≒ 0
	4 ヶ月後	0.01	≒ 0	0.02	0.02	0.02	≒ 0	≒ 0	≒ 0

## 【0040】

【発明の効果】本発明の生体埋入材料は、無毒性、非炎症性、生体内劣化耐性など従来の生体適合性に加え、持続的な抗菌性をもち、従来にない極めて副作用の少ないものである。この効果により、例えば、心膜、腹膜、血管壁修復用のパッチ材、縫合糸、人工血管、人工食道、人工気管、人工靱帯などにシート状やチューブ状として、高い安全性で好適に使用することが可能である。

【0041】特に金属蒸着及びこれに荷電粒子照射を組み合わせることで持続性を向上させた場合、非常に感染\*

の危険にさらされやすいシャント用人工血管でも長期にわたる透析期間中の感染症によるグラフト損失という危険が少なくなり、シャントグラフトの長寿命化が期待できる。

【0042】また、本発明品は、特に生体埋入材料で有効であるが、生体内に挿入されるあらゆる医療器具、例えば、内視鏡やその導入チューブ、カテーテル等の安全性向上にも広く応用可能である。

【図面の簡単な説明】

図面なし

## 【手続補正書】

【提出日】平成5年10月5日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

※【補正対象項目名】図面の簡単な説明

【補正方法】削除

※

フロントページの続き

(72)発明者 林 文弘

大阪市此花区島屋一丁目1番3号 住友電

気工業株式会社大阪製作所内